

(19) FRENCH REPUBLIC

NATIONAL INSTITUTE
OF INDUSTRIAL PROPERTY

PARIS

(11) Publication number: 2 732 225

(Use only when ordering reproductions)

(21) National registration no.: 95 03784

(51) International classification⁶: A 61 M 25/01

(12)

REQUEST FOR PATENT APPLICATION

A1

<p>(22) Application date: 03/27/95</p> <p>(30) Priority:</p> <p>(43) Date of published patent application: 10/04/96 Bulletin 96/40</p> <p>(56) List of documents cited in the preliminary search report: Refer to the end of the current</p> <p>(60) References to other related national documents:</p>	<p>(71) Applicant/s: PAUL MAZARS - FR</p> <p>(72) Inventor/s:</p> <p>(73) Holder/s:</p> <p>(74) Patent attorneys: GERMAIN AND MAUREAU.</p>
--	--

(54) Catheter with guided bending control

(57) Catheter with guided bending control, characterized in that it is comprised of independent tubular segments, more specifically of a distal and possibly guiding segment (3) and of intermediate segments (4), secured to one another in sequence inside of a common sheathing (2) made of elastically pliable material, and in that, at least each one of the intermediate segments (4) is equipped with means (5, 10a) suitable to make it bend transversely so as to form a dihedral among the segments, for example, on two planes of reference (P1; P2) perpendicular to one another and orthogonal to the transverse center plane (P3) of the segment, said means being connected to means (7) controlling their electrical power supply so that during each advancing step of the catheter, the two angles of arc in the two planes of reference of each intermediate segment (4) respectively assume the values had by the guiding segment (3) or by the intermediate segment (4) preceding it in the direction of displacement of the catheter when said preceding segment occupied the same position now being held by it in terms of the point of introduction (31).



The invention concerns a catheter with guided bending control.

The catheters currently used in medicine for purposes of exploration or intervention are comprised of a flexible tube introduced by the doctor into a natural cavity such as the respiratory tract, the gastrointestinal tract, the circulatory system, etc.

Depending on the actual technique, guidance of the device:

- is either entirely passive: the catheter is "pushed" into the natural pathway and the reactions of the walls of the particular organ ensure its guidance,
- can either be oriented at its extremity, according to one or two axes, in which case the extremity of the catheter, depending on the commands issued by the operator, can then be oriented in such a way as to facilitate the introduction of the catheter, the guidance of the major portion of the device being ensured by the walls of the organ under exploration.

This technique limits explorations and interventions to organs or sections of organs that are limited in length and whose walls are sufficiently resistant to effect guidance of the instrument.

This is why, for example, the exploration of the small intestine is difficult and why the exploration of the major part of the circulatory system remains off limits.

The proposed principle of the invention consists in providing the catheter with the capability of bending or of being actively oriented, to assume the form of the cavity being explored, in such a manner as to avoid causing a reaction by the walls.

To this end, the catheter in accordance with the invention is comprised of independent tubular segments, more specifically of a distal and possibly guiding segment and of intermediate segments, secured to one another in sequence inside of a common sheathing made of elastically pliable material, while at least each one of the intermediate segments is equipped with means suitable to make it bend transversely in the two planes of reference so as to form a dihedral among the segments, for example, perpendicular to one another, and orthogonal to the transverse center plane of the segment, said means being connected to means controlling their electrical power supply so that during each advancing step of the catheter, the two angles of arc in the two planes of reference of each intermediate segment respectively assume the values had by the guiding segment or by the intermediate segment preceding it in the direction of displacement of the catheter when said preceding segment occupied the same position now being held by it in terms of the point of introduction of the catheter.

As the catheter advances in the cavity, the distal and guiding segment always instantaneously assumes the respective values of the angle of arc in the two planes of reference

which result from the command issued by the operator, and/or from the reaction of the walls.

Over the course of stepwise advancement of the catheter, the means controlling the electrical power supply to each segment supply the means that are suitable for elastic bending in such a manner that these two angles of arc assume the same value as the angles of arc of the segment that preceded it when it held the same position in the cavity. Owing to this, the advancement of the catheter practically evolves without resting against the walls, and practically without any reaction from the walls that would either promote or slow down the advancement.

In one form of embodiment of the invention, the catheter is comprised of means measuring the values corresponding to the two angles of arc of each one of the segments, of means for committing said values to memory and of means of comparison, during each sequence or penetration step, for comparing the instantaneous values of the angles of arc of each intermediate segment to the values in memory for the preceding segment, and of means regulating the operation of the means of control for bending the segments in function of the data transmitted by the means of comparison.

Other characteristics and advantages shall emerge from the description which follows in reference to the appended schematic drawing representing, on an exemplary basis, several forms of embodiment of said catheter.

Figure 1 is a side view from the top showing a form of embodiment of the catheter in accordance with the invention when it is introduced into a cavity,

Figure 2 is a partial perspective view of a segment of a catheter demonstrating the angles of twist,

Figure 3 is a partial side view in longitudinal section showing a form of embodiment of an intermediate segment of the catheter,

Figure 4 is a cutaway view corresponding to line IV - IV from figure 3,

Figure 5 is a partial side view of the catheter from figure 3 when it is bent on a plane,

Figure 6 is a perspective view showing another form of embodiment of the means for bending an intermediate segment,

Figure 7 is a partial view in longitudinal section of an intermediate segment equipped with the bending means from figure 6,

Figure 8 is a view similar to figure 1, schematically representing a form of embodiment of the auxiliary means required for implementing said catheter.

In general, and as shown by figure 1, the catheter in accordance with the invention is comprised of an external sheathing 2 made of an elastically pliable material, such as rubber or elastomer, and of different independent and tubular segments, each one bound to the sheathing, more specifically, of a distal and guiding segment 3 and of intermediate segments 4.

At least each intermediate segment 4 is equipped with means suitable to make it bend transversely in the two planes of reference P1, P2 which, as shown in figure 2, run along the longitudinal axis $x'x$ of the segment, which are perpendicular to one another and are orthogonal to the transverse center plane P3 of the same segment.

In the form of embodiment represented in figures 3 through 5, said bending means are comprised, for each segment, by at least two, and for example by four bimetal strips 5, with a memory of form, are arranged longitudinally in the segment, and for example, are embedded in a tubing 6 made of elastically pliable material such as of rubber. In each segment, the bimetal strips are offset at 90° angles, in a way to cause bending of the segment in the two planes P1 and P2 as previously defined. Each bimetal strip is linked up by appropriate electrical connections embedded in the tubing 6; an external control unit, referenced by number 7 in figure 8, controls their power supply. It is easily conceivable, either by Joule effect and/or by Pelletier effect, that it is possible to selectively bend each one of the bimetal strips in function of the curve requirements for the segment, for example, to lend the segment 4 the form represented in figure 5.

The combination of bending the bimetal strips in both planes P1 and P2 allows for providing the corresponding segment with complex forms in terms of the elbows in the cavity in which it must circulate.

In the form of embodiment represented in figures 6 and 7, the bending means for each segment 4 are comprised of two ultrasonic linear actuators, respectively 10a and 10b, arranged in line one after the other. Each of the actuators is comprised of an internal tubular support 12 bearing, in proximity of each one of its extremities, a piezoelectric ring 13 and an excitation electrode 14 connected to the support 12. The space between the two rings 13 is filled by an intermediate ring 15 forming a stabilizing shim and allowing for radial sliding of a rigid sleeve 16 freely mounted to shift over the rings 13. The piezoelectric rings 13 are made of ceramic or of a thermoplastic material, while the ring 16 and the tubular support 12 are made of metal.

The sleeve 16 is punctually bound, at 17a or 17b, to the external bending sheathing 2, while the tubular support 12 is bound to the same elastic sheathing 2 by its end opposite the one carrying the sleeve 16, for example, at 18a.

Figure 7 clearly shows that the securing points 17a and 18a on the sheathing 2 of the elements of the linear actuator 10a are offset by 90° relative to the securing points 17b, 18b on the same sheathing of the actuator 10b of the same segment 4.

When one of the piezoelectric rings 13 is induced to vibrate by its electrode 14, the Raleigh wave is displaced from the transmitting ring toward the other ring. The progression of the ground wave generates, in the material, elliptical movements whose surface peaks are linearly displaced, and drags the rigid sleeve 16 along. This modifies the distance between the securing points 17a and 18a or 17b and 18b, and by such an amount, bends the segment 4 under consideration.

The external sheathing 2 is thus subjected, in each plane of reference P1 or P2, to extension or contraction efforts which tend to make it bend while lending it a concave or convex form in the plane of reference under consideration.

In another form of embodiment of the invention not represented, the means for bending are comprised of classic linear actuators, arranged around a tubular support 12 and each of whose two elements, respectively fixed and mobile, is punctually secured to the sheathing 2 in the same manner as the points of attachment 17a and 18a in the previous form of embodiment.

According to another characteristic of the invention, each of the distal 3 or intermediate segments P4 is equipped with the means to measure the values corresponding to the two angles of arc of each one of the segments, means which, as shown in figure 8, can be comprised of sensors 20 linked to measuring units 22. Each measuring unit sends its data to the memory means 23, themselves connected to means of comparison 24. The bending means are controlled by a relay 60. These various means can - together with the control unit 7 regulating the power supply to the means 5 for bending each segment, and to which they are electrically connected - be a part of a control system comprising a processor or any other equivalent means, arranged specifically on the inside of the catheter. The electrical connection between this system and the various means for measuring, memorizing and comparing, is ensured by traditional connections

or by a multiplexed circuit operated by a processor that is independent from the integrated one which ensures the control or guidance of the catheter.

Finally, depending on the forms of embodiment, the distal element 3, equipped with at least one sensor for measuring the bending angles, can be devoid of means for bending, in which case its sole role is to guide the intermediate segments in function of the position it is given by the reaction of the wall of the canal, or to the contrary, it can comprise bending means that are manually activatable by the operator from an independent control unit 25, that is mechanical or electrical in type, and activatable by remote action or by remote control.

By means of this catheter with guided bending control, upon gradual introduction of the distal head 3 into a natural cavity 30, the value of the angles of arc of the distal element 3 is measured and memorized while taking into account the distance x from the sensor to the introductory opening 31. At each sequence of penetration of the catheter into the cavity, the means of control 7 supply power to the means for bending each intermediate segment 4, in a manner that the values for its bending radii correspond to the values had by the segment preceding it in the direction of penetration when the preceding segment occupied the same position, that is to say, when it was at the same distance x relative to the opening 31. The bending of each segment 4 is controlled by the sensors 20, 22.

Owing to this technique, the advancement of the catheter into the cavity is neutral and only the viscosity of the natural fluids can present an obstacle to the advancement of the instrument inside of the cavity, so long as the diameter of the catheter allows for the advancement inside of the cavity. It is worth noting here, that depending on the bending means used for the intermediate segments and possibly for the distal segment, the external diameter of the catheter will range from 5 to 12 mm.

This system of control, which is simple, makes use of a step by step transmission, for example, for each advancement or withdrawal of a segment in terms of the introductory opening, transmits a synchronizing signal to all of the segments, so that upon this signal, each segment may transmit its twisting values to the segment that follows in the direction of displacement.

In a variant relating to a more complete system making use of data processing means, the path of an instrument can be visualized in three dimensions on a screen, or the trajectory can be defined, a priori, based on a numeric anatomical atlas [reference] and on the personalized version [patient] by three dimensional imaging.

CLAIMS

1. Catheter with guided bending control, **characterized in that** it is comprised of independent tubular segments, more specifically of a distal and possibly guiding segment (3) and of intermediate segments (4), secured to one another in sequence inside of a common sheathing (2) made of elastically pliable material, and in that, at least each one of the intermediate segments (4) is equipped with means (5, 10a) suitable to make it bend transversely so as to form a dihedral among the segments, for example, on two planes of reference (P1; P2) perpendicular to one another and orthogonal to the transverse center plane (P3) of the segment, said means being connected to means (7) controlling their electrical power supply so that during each advancing step of the catheter, the two angles of arc in the two planes of reference of each intermediate segment (4) respectively assume the values had by the guiding segment (3) or by the intermediate segment (4) preceding it in the direction of displacement of the catheter when said preceding segment occupied the same position now being held by it in terms of the point of introduction (31).

2. Catheter according to claim 1, **characterized in that the** distal and guiding segment (3) is bendable in the two planes of reference in reaction to the impingements communicated to it by the wall of the organ.

3. Catheter according to claim 1, **characterized in that the** distal and guiding segment (3) also comprises the appropriate means (5, 10a) to bend transversely in the two planes of reference (P1, P2), said means being connected to external means of control (25) that are activatable either manually or by remote action or by remote control, and being independent from the means (7) of control for the intermediate segments (4).

4. Catheter in accordance with any one of the previous claims 1 through 3, **characterized in that** it is comprised of means (20) for measuring the values corresponding to the two angles of arc of each one of the segments (3, 4), [it is comprised] of means (23) for memorizing said values and of means (24) for comparing, during each penetration sequence, the instantaneous values of the angles of arc for each intermediate segment (4) to the values memorized for the preceding segment, and of means regulating the operation of the means of control (7) of the means for bending the segments in function of the data communicated by the means for comparison (24).

5. Catheter according to claim 4, **characterized in that** the values corresponding to the angles of arc for each segment (3, 4) are numerical and transmitted to the means of control (7) by a multiplexed circuit operated by an external computer.

6. Catheter according to claim 1, **characterized in that** the distal and guiding segment (3) is also comprised of the appropriate means (5, 10a) for making it bend transversely on the two planes of reference, and the electrical power supply for said means, just as the power supply for the means of the intermediate segments, is regulated by a processor, in function of the penetration into the organ and in terms of numerical mapping of said organ.

7. Catheter in accordance with any one of the previous claims 1 through 6, **characterized in that** the means for bending each segment (3, 4) include at least two ultrasonic linear actuators (10a, 10b), arranged in line one after the other, and each comprised of a tubular support (12) bearing, in proximity of each one of its extremities, a piezoelectric ring (13) and its excitation electrode (14), and [comprised] of a sleeve (16) mounted to slide over the piezoelectric ring (13), said sleeve (16) being bound to the external sheathing (2) of the catheter by a punctiform zone (17a) which is aligned, along a generating line of the segment, with the punctiform securing zone (18a) of one of the piezoelectric rings (13) on the external sheathing (2) and which is offset at an angle of 90°, in the transverse center plane of the segment, relative to the punctiform securing zones (17b, 18b) of the components of the other ultrasonic linear actuator (10b).

8. Catheter in accordance with any one of the previous claims 1 through 6, **characterized in that** the means for bending each segment (3, 4) include two bimetal strips (5) with a memory of form which, being arranged longitudinally in an elastically pliable tubing (6) comprising the tubular segment and offset at an angle of 90° in the transverse center plane of said segment, are bound to the elastically pliable external sheathing (2), and are associated to means that allow for modifying their temperature.

9. Catheter in accordance with any one of the previous claims 1 through 6, **characterized in that** the means for bending each segment (3, 4) are comprised of two linear actuators whose one element forms one body with the tubular support (12) of the segment and whose other element is bound to the sheathing (2), the punctiform securing zones for the elements of an actuator being offset at an angle of 90° relative to the punctiform securing zones of the other actuator.

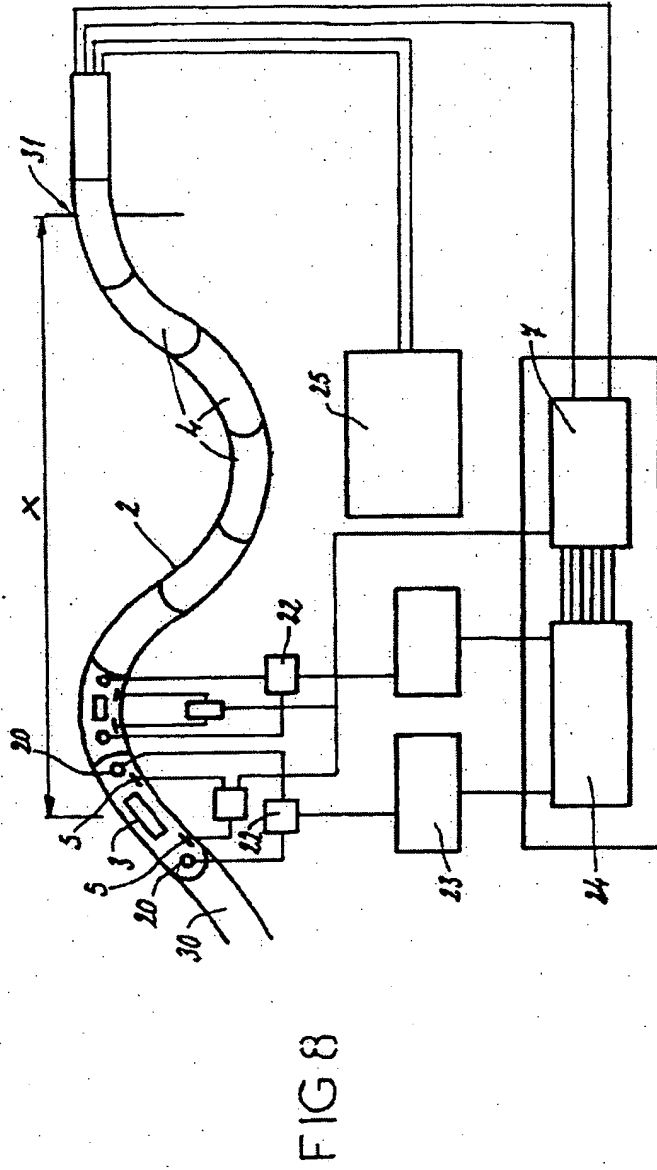
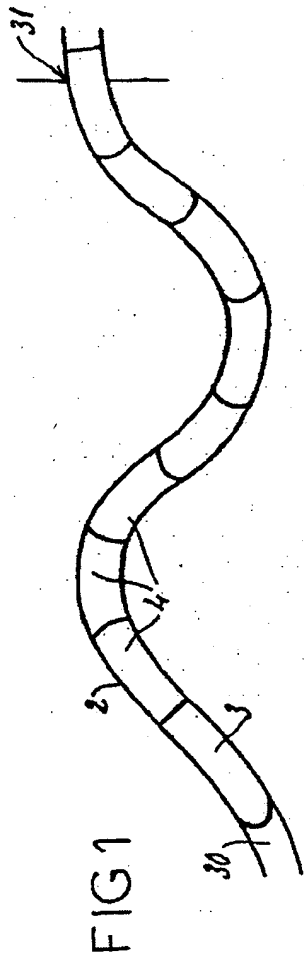


FIG 2

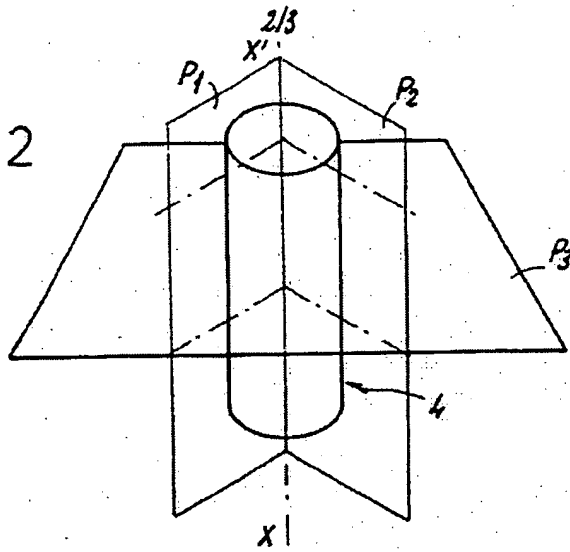


FIG3

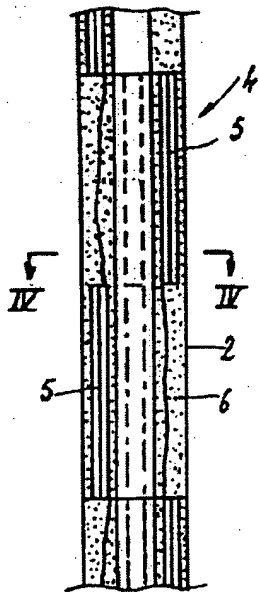


FIG4

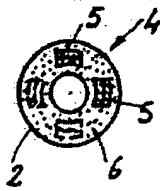


FIG5

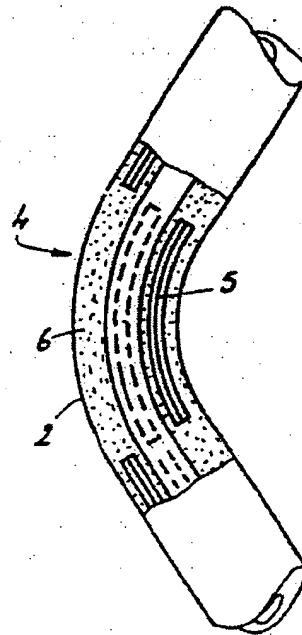


FIG 6

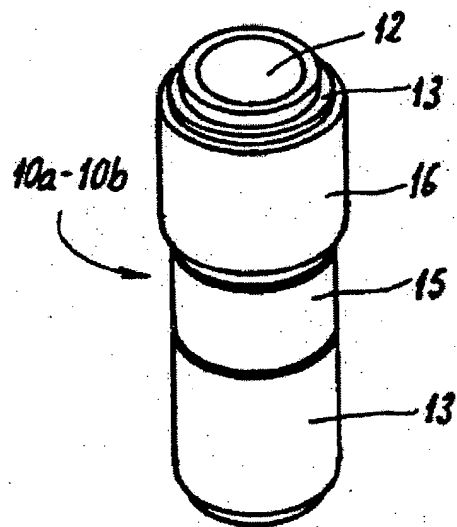
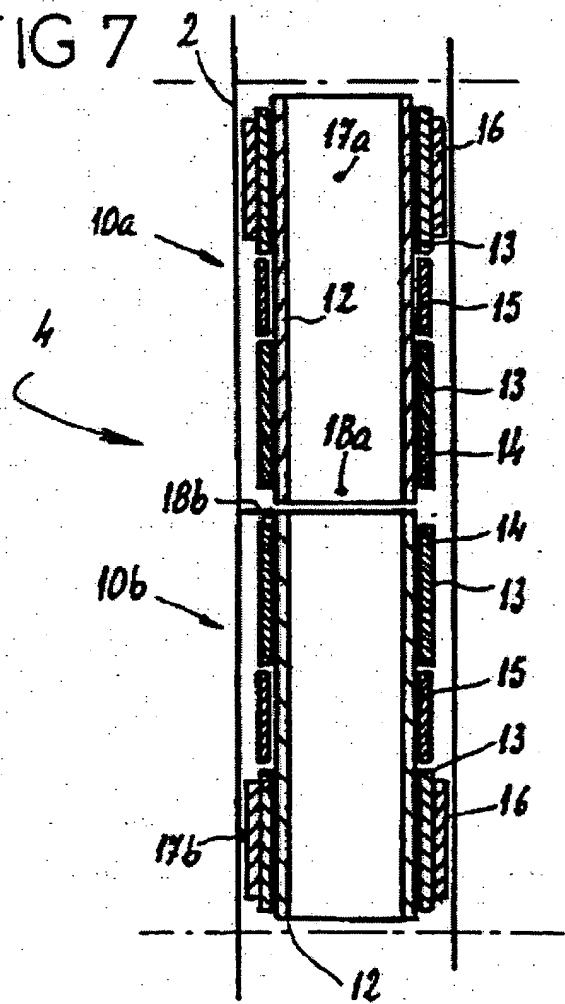
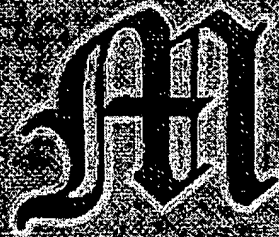


FIG 7



FRENCH REPUBLIC ----- NATIONAL INSTITUTE OF INDUSTRIAL PROPERTY		PRELIMINARY SEARCH REPORT established on the basis of the last claims filed prior to beginning research		2732225 National registration no. FA 512045 FR 9503784
DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			Concerned claims of the examined application	
Category	Cited document with indication of relevant sections, if need be			
Y	US-A-4 930 494 (TAKEHAMA) *column 7, line 1 - column 9, line 43; figures*		1 - 9	
Y	WO-A-95 04556 (ACTIVE CONTROL EXPERTS) * page 7, line 19 - page 10, line 32; figures*		1 - 9	
A	WO-A-94 19051 (LELAND STANFORD) *claims 1-10; figures*		1, 4, 5, 8, 9	
A	WO-A-93 17751 (AAI) * page 18, paragraph 2 - page 27, paragraph 1; figures*		1, 3, 9	
A	DE-A-37 07 787 (GRÜNDEL) *abstract; figures *		1	
				TECHNICAL SEARCH FIELDS (Int. Cl..6) A61M A61B
Date search completed November 22, 1995			Examiner Kousouretas, I	
CATEGORIES OF CITED DOCUMENTS X: Especially relevant in and of itself Y: Especially relevant in combination with another document of the same category A: Relevant in terms of at least one claim or of the general O: Non-written disclosure P: Interpolated document			T: Theory or principle at the basis of the invention E: Patent application document benefiting from a date D: Cited in the application L: Cited for other reasons &: Member of the same family, corresponding document	



Morningside | Translations

TRANSLATOR CERTIFICATION

I, Patricia Merkel-Meyers, a translator fluent in the French language, on behalf of Morningside Evaluations and Consulting, do solemnly and sincerely declare that the following is, to the best of my knowledge and belief, a true and correct translation of the document(s) listed below in a form that best reflects the intention and meaning of the original text.

MORNINGSIDE EVALUATIONS AND CONSULTING

Patricia Merkel-Meyers 106
Signature of Translator

Date: April 27, 2005

Description of Documents Translated: Catheter with guided bending

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 732 225

②1 N° d'enregistrement national : 95 03784

⑤1 Int Cl⁶ : A 61 M 25/01

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 27.03.95.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 04.10.96 Bulletin 96/40.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : MAZARS PAUL — FR.

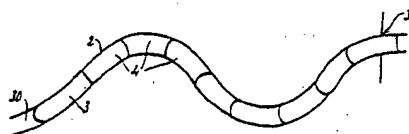
⑦2 Inventeur(s) :

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire : GERMAIN ET MAUREAU.

⑤4 CATHETER A DEFORMATION PILOTEE.

⑤7 Cathéter à déformation pilotée, caractérisé en ce qu'il est composé de segments tubulaires indépendants, à savoir un segment distal et éventuellement pilote (3) et des segments intermédiaires (4), fixés les uns à la suite des autres dans une enveloppe commune (2), en matériau déformable élastiquement, et en ce que, au moins chacun des segments intermédiaires (4) est muni de moyens (5, 10a) aptes à le cintrer transversalement formant un dièdre entre eux, par exemple dans deux plans de référence (P1; P2) perpendiculaires entre eux et orthogonaux au plan médian transversal (P3) du segment, ces moyens étant reliés à des moyens (7) commandant leur alimentation électrique, afin que, lors de chaque progression du cathéter, les deux angles de cintrage dans les deux plans de référence respectivement de chaque segment intermédiaire (4) prennent les valeurs qu'avait le segment pilote (3) ou intermédiaire (4) qui le précède dans le sens du déplacement du cathéter, lorsqu'il occupait la même position que la sienne par rapport au pont d'introduction (31).



FR 2 732 225 - A1



L'invention concerne un cathéter à déformation pilotée.

Les cathéters d'exploration ou d'intervention actuellement couramment utilisés en médecine sont constitués par un jonc flexible introduit par le médecin dans une cavité naturelle, telle que voies respiratoires, système digestif, système
5 circulatoire, etc.

Selon la technique actuelle, le guidage de l'appareil est :

- soit entièrement passif : le cathéter est "poussé" dans la voie naturelle et les réactions des parois de l'organisme assurent son guidage,
- soit orientable à son extrémité, selon un ou deux axes, l'extrémité du
10 cathéter peut alors, selon les commandes de l'opérateur, s'orienter de manière à faciliter l'introduction du cathéter, le guidage de la majeure partie de l'appareil étant assurée par les parois de l'organe exploré.

Cette technique limite les explorations et interventions à des organes ou des sections d'organes de longueur limitée et dont les parois sont assez résistantes
15 pour effectuer un guidage de l'instrument.

C'est ainsi que, par exemple, l'exploration de l'intestin grêle est difficile et que l'exploration d'une grande partie du système circulatoire reste hors d'atteinte.

Le principe de l'invention proposée consiste à doter le cathéter d'une aptitude à se déformer ou s'orienter de manière active, pour prendre la forme de la
20 cavité explorée, de manière à éviter que la réaction des parois n'intervienne.

A cette fin, le cathéter selon l'invention est composé de segments tubulaires indépendants, à savoir un segment distal et éventuellement pilote et des segments intermédiaires, fixés les uns à la suite des autres dans une enveloppe commune en matériau déformable élastiquement, tandis que, au moins chacun des
25 segments intermédiaires est muni de moyens aptes à le cintrer transversalement dans deux plans de référence formant un dièdre entre eux, par exemple perpendiculaires entre eux, et orthogonaux au plan médian transversal du segment, ces moyens étant reliés à des moyens commandant leur alimentation électrique, afin que, lors de chaque progression du cathéter, les deux angles de cintrage dans les deux plans de
30 référence respectivement de chaque segment intermédiaire prennent les valeurs qu'avait le segment pilote ou intermédiaire qui le précède dans le sens du déplacement du cathéter, lorsqu'il occupait la même position que la sienne par rapport au point d'introduction du cathéter.

Lors de la progression du cathéter dans la cavité, le segment distal et
35 pilote a toujours instantanément des valeurs d'angle de cintrage dans les deux plans

de référence respectivement, qui résultent soit de la commande de l'opérateur, et/ou de la réaction des parois.

5 Au fur et à mesure de la progression, les moyens commandant l'alimentation électrique de chaque segment alimentent des moyens aptes à être cintrés élastiquement, de manière que ces deux angles de cintrage prennent la même valeur que celle des angles de cintrage du segment qui le précédait lorsqu'il occupait la même position dans la cavité. Grâce à cela, la progression du cathéter s'effectue pratiquement sans appui sur les parois, et pratiquement sans réaction des parois favorisant ou freinant la progression.

10 Dans une forme d'exécution de l'invention, le cathéter comprend des moyens mesurant les valeurs correspondant aux deux angles de cintrage de chacun des segments, des moyens de mémorisation de ces valeurs et des moyens de comparaison comparant, lors de chaque séquence ou pas de pénétration, les valeurs instantanées des angles de cintrage de chaque segment intermédiaire avec les valeurs
15 mémorisées pour le segment précédent, et des moyens régissant le fonctionnement des moyens de commande des moyens de cintrage des segments en fonction des informations communiquées par les moyens de comparaison.

D'autres caractéristiques et avantages ressortiront de la description qui suit en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemple,
20 plusieurs formes d'exécution de ce cathéter.

Figure 1 est une vue de côté en élévation montrant une forme d'exécution du cathéter selon l'invention, lorsqu'il est introduit dans une cavité,

Figure 2 est une vue partielle en perspective d'un segment d'un cathéter mettant en évidence les angles de torsion,

25 Figure 3 est une vue partielle de côté en coupe longitudinale montrant une forme d'exécution d'un segment intermédiaire du cathéter,

Figure 4 est une vue en coupe suivant IV-IV de figure 3,

Figure 5 est une vue partielle de côté du cathéter de figure 3, lorsqu'il est cintré dans un plan,

30 Figure 6 est une vue en perspective montrant une autre forme d'exécution des moyens de cintrage d'un segment intermédiaire,

Figure 7 est une vue partielle en coupe longitudinale d'un segment intermédiaire muni des moyens de cintrage de figure 6,

35 Figure 8 est une vue similaire à la figure 1 présentant schématiquement une forme d'exécution des moyens complémentaires nécessaires à la mise en oeuvre de ce cathéter.

De manière générale, et comme montré à la figure 1, le cathéter selon l'invention est composé d'une enveloppe extérieure 2 en matériau élastiquement déformable, telle qu'en caoutchouc ou élastomère, et de divers segments tubulaires et indépendants, chacun lié à l'enveloppe, à savoir un segment distal et pilote 3 et des segments intermédiaires 4.

Au moins chaque segment intermédiaire 4 est muni de moyens aptes à le cintrer transversalement dans deux plans de référence P1, P2 qui, comme montré à la figure 2, passent par l'axe longitudinal $x'x$ du segment, sont perpendiculaires entre eux et sont orthogonaux à un plan médian transversal P3 du même segment.

Dans la forme d'exécution représentée aux figures 3 à 5, ces moyens de cintrage sont constitués, pour chaque segment, par au moins deux, et par exemple quatre, bilames 5, à mémoire de forme, disposés longitudinalement dans le segment, et par exemple, noyés dans une gaine 6 en matière élastiquement déformable, telle qu'en caoutchouc. Dans chaque segment, les bilames sont décalés angulairement de 90°, de manière à provoquer le cintrage du segment dans les deux plans P1 et P2 précédemment définis. Chaque bilame est relié par des liaisons électriques appropriées noyées dans la gaine 6, un boîtier de commande extérieur, référencé 7 à la figure 8, commandant leur alimentation. On conçoit aisément que, par effet Joule et/ou Pelletier, il soit possible de cintrer sélectivement chacun des bilames en fonction des besoins de courbure du segment, par exemple, pour donner au segment 4 la forme représentée à la figure 5.

La combinaison du cintrage des bilames dans les plans P1 et P2 permet de donner au segment correspondant des formes complexes en rapport avec les coudes de la cavité dans laquelle il doit circuler.

Dans la forme d'exécution représentée aux figures 6 et 7, les moyens de cintrage de chaque segment 4 sont constitués par deux actionneurs linéaires ultrasoniques, respectivement 10a et 10b, disposés dans le prolongement l'un de l'autre. Chacun de ces actionneurs est composé d'un support tubulaire interne 12 portant, à proximité de chacune de ses extrémités, un anneau piézoélectrique 13 et une électrode d'excitation 14 reliée au support 12. L'intervalle entre les deux anneaux 13 est comblé par un anneau intermédiaire 15 formant cale d'épaisseur et permettant le coulisement radial d'un manchon rigide 16 monté libre en translation sur les anneaux 13. Les anneaux piézoélectriques 13 sont réalisés en céramique ou en matière thermoplastique, tandis que l'anneau 16 et le support tubulaire 12 sont réalisés en métal.

Le manchon 16 est lié ponctuellement, en 17a ou 17b, avec l'enveloppe extérieure déformable 2, tandis que le support tubulaire 12 est lié par son extrémité opposée à celle portant le manchon 16, par exemple en 18a, à la même enveloppe élastique 2.

5 La figure 7 montre bien que les points de fixation 17a et 18a sur l'enveloppe 2 des éléments de l'actionneur linéaire 10a sont décalés de 90° par rapport aux points de fixation 17b, 18b sur la même enveloppe de l'actionneur 10b du même segment 4.

10 Lorsque l'un des anneaux piézoélectriques 13 est mis en vibration par son électrode 14, l'onde de Raleigh se déplace de l'anneau émetteur vers l'autre anneau. La progression de l'onde de surface génère dans le matériau des mouvements elliptiques dont les crêtes de surface se déplacent linéairement et entraîne le manchon rigide 16. Cela modifie la distance entre les points de fixation 17a et 18a ou 17b et 18b, partant déforme le segment 4 considéré.

15 L'enveloppe extérieure 2 est ainsi soumise, dans chaque plan de référence P1 ou P2, à des efforts d'extension ou de contraction qui tendent à la cintrer en lui donnant une forme concave ou convexe dans le plan de référence considéré.

20 Dans une autre forme de réalisation non représentée, les moyens de cintrage sont constitués par des actionneurs linéaires classiques, disposés autour du support tubulaire 12 et dont chacun des deux éléments, respectivement fixe et mobile, est fixé ponctuellement sur l'enveloppe 2 de la même façon que les points d'attache 17a et 18a de la forme d'exécution précédente.

25 Suivant une autre caractéristique de l'invention, chacun des segments distal 3 ou intermédiaire P4 est doté de moyens mesurant les valeurs correspondant aux deux angles de cintrage de chacun des segments, moyens qui, comme montré à la figure 8, peuvent être constitués par des capteurs 20 associés à des boîtiers de mesure 22. Chaque boîtier de mesure envoie ses informations à des moyens de mémorisation 23, eux-mêmes connectés à des moyens de comparaison 24. Les moyens de cintrage 30 sont commandés par un relais 60. Ces divers moyens peuvent, avec le boîtier de commande 7, régissant l'alimentation des moyens 5 de cintrage de chaque segment, et auquel ils sont reliés électriquement, faire partie d'un ensemble de commande comportant un processeur ou tout autre moyen équivalent, disposé notamment à l'extérieur du cathéter. La liaison électrique entre cet ensemble et les différents 35 moyens de mesure, de mémorisation et de comparaison, est assurée par des liaisons

traditionnelles, ou par un circuit multiplexé géré par un processeur indépendant de celui inclus assurant la commande ou pilotage du cathéter.

Enfin, selon les formes d'exécution, l'élément distal 3, muni d'au moins un capteur mesurant ses angles de cintrage peut ne pas comporter de moyens de cintrage, cas dans lequel son rôle est seulement de piloter les segments intermédiaires en fonction de la position qui lui est donnée par réaction de la paroi du conduit, soit au contraire comporter des moyens de cintrage actionnables manuellement par l'opérateur à partir d'une commande indépendante 25, de type mécanique ou électrique, par téléaction ou télécommande.

10 Avec ce cathéter à déformation pilotée, au fur et à mesure de l'introduction de la tête distale 3 dans une cavité naturelle 30, la valeur des angles de cintrage de l'élément distal 3, est mesurée et mémorisée en prenant en compte la distance x du capteur par rapport à l'orifice d'introduction 31. A chaque séquence de pénétration du cathéter dans la cavité, les moyens de commande 7 alimentent les
15 moyens de cintrage de chaque segment intermédiaire 4, de manière que les valeurs de ses rayons de cintrage correspondent aux valeurs qu'avait le segment qui lui est précédent dans le sens de pénétration, lorsqu'il occupait la même place, c'est-à-dire était à la même distance x par rapport à l'orifice 31. La déformation de chaque segment 4 est contrôlée par les capteurs 20, 22.

20 Grâce à cette technique, la progression du cathéter dans la cavité est neutre et seule la viscosité des fluides naturels peut s'opposer à la progression de l'instrument, aussi longtemps que son diamètre permet la progression dans la cavité. On notera ici que, selon les moyens de cintrage utilisés pour les segments intermédiaires et éventuellement pour le segment distal, le diamètre extérieur du
25 cathéter sera compris entre 5 et 12 mm.

Ce système de commande, simple, met en oeuvre la transmission de proche en proche et, par exemple, pour chaque progression ou retrait d'un segment par rapport à l'orifice d'introduction, transmet un signal de synchronisation à tous les segments, afin que, à ce signal, chaque segment transmette ses valeurs de torsion au
30 segment le suivant dans le sens du déplacement.

Dans une variante concernant un système plus complet mettant en oeuvre des moyens informatiques, le parcours d'un instrument peut être visualisé sur un écran dans les trois dimensions, ou la trajectoire peut être définie, à priori, à partir d'un atlas anatomique numérisé et d'une personnalisation par imagerie
35 tridimensionnelle.

REVENDICATIONS

1. Cathéter à déformation pilotée, **caractérisé en ce qu'il est composé** de segments tubulaires indépendants, à savoir un segment distal et éventuellement pilote (3) et des segments intermédiaires (4), fixés les uns à la suite des autres dans une enveloppe commune (2), en matériau déformable élastiquement, et en ce que, au moins chacun des segments intermédiaires (4) est muni de moyens (5, 10a) aptes à le cintrer transversalement formant un dièdre entre eux, par exemple dans deux plans de référence (P1; P2) perpendiculaires entre eux et orthogonaux au plan médian transversal (P3) du segment, ces moyens étant reliés à des moyens (7) commandant leur alimentation électrique, afin que, lors de chaque progression du cathéter, les deux angles de cintrage dans les deux plans de référence respectivement de chaque segment intermédiaire (4) prennent les valeurs qu'avait le segment pilote (3) ou intermédiaire (4) qui le précède dans le sens du déplacement du cathéter, lorsqu'il occupait la même position que la sienne par rapport au point d'introduction (31).
2. Cathéter selon la revendication 1, **caractérisé en ce que le segment** distal et pilote (3) est déformable dans les deux plans de référence en réaction aux sollicitations qui lui sont communiquées par la paroi de l'organe.
3. Cathéter selon la revendication 1, **caractérisé en ce que le segment** distal et pilote (3) comporte également des moyens (5, 10a) aptes à le cintrer transversalement dans les deux plans de référence (P1, P2), ces moyens étant reliés à des moyens de commande externe (25), actionnables manuellement ou par téléaction ou télécommande, et indépendants des moyens (7) de commande des segments intermédiaires (4).
4. Cathéter selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (20) mesurant des valeurs correspondant aux deux** angles de cintrage de chacun des segments (3, 4), des moyens (23) de mémorisation de ces valeurs et des moyens (24) comparant, lors de chaque séquence de pénétration, les valeurs instantanées des angles de cintrage de chaque segment intermédiaire (4) avec les valeurs mémorisées pour le segment précédent, et des moyens régissant le fonctionnement des moyens de commande (7) des moyens de cintrage des segments en fonction des informations communiquées par les moyens de comparaison (24).
5. Cathéter selon la revendication 4, **caractérisé en ce que les valeurs** correspondant aux angles de cintrage de chaque segment (3, 4) sont numérisées et transmises aux moyens de commande (7) par un circuit multiplexé géré par un calculateur externe.

6. Cathéter selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** le segment distal et pilote (3) comporte également des moyens aptes (5, 10a) à le cintrer transversalement dans les deux plans de référence et l'alimentation électrique de ces moyens, de même que celles des segments intermédiaires, est régie par un processeur, en fonction de la pénétration dans l'organe et par rapport à une cartographie numérisée de cet organe.

7. Cathéter selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, **caractérisé en ce que** les moyens de cintrage de chaque segment (3, 4) comprennent au moins deux actionneurs linéaires ultrasoniques (10a, 10b), disposés dans le prolongement l'un de l'autre, et composés chacun d'un support tubulaire (12) portant, à proximité de chacune de ses extrémités, un anneau piézoélectrique (13) et son électrode d'excitation (14), et d'un manchon (16) monté coulissant sur l'anneau piézoélectrique (13), ce manchon (16) étant lié à l'enveloppe externe (2) du cathéter par une zone ponctuelle (17a) qui est alignée, suivant une génératrice du segment, avec la zone de fixation ponctuelle (18a) de l'un des anneaux piézoélectriques (13) sur l'enveloppe externe (2) et qui est décalée angulairement de 90° , dans le plan médian transversal du segment, par rapport aux zones de fixation ponctuelle (17b, 18b) des composants de l'autre actionneur linéaire ultrasonique (10b).

8. Cathéter selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, **caractérisé en ce que** les moyens de cintrage de chaque segment (3, 4) comprennent, deux bilames (5) à mémoire de forme, qui, disposés longitudinalement dans une gaine (6) élastiquement déformable constituant le segment tubulaire, sont décalés angulairement de 90° dans le plan médian transversal de ce segment, sont liés à l'enveloppe externe (2) déformable élastiquement, et sont associés à des moyens permettant de modifier leur température.

9. Cathéter selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, **caractérisé en ce que** les moyens de cintrage de chaque segment (3, 4) sont constitués par deux actionneurs linéaires dont l'un des éléments fait corps avec le support tubulaire (12) du segment et dont l'autre élément est lié à l'enveloppe (2), les zones de fixation ponctuelle des éléments d'un actionneur étant décalées de 90° par rapport aux zones de fixation ponctuelle de l'autre actionneur.

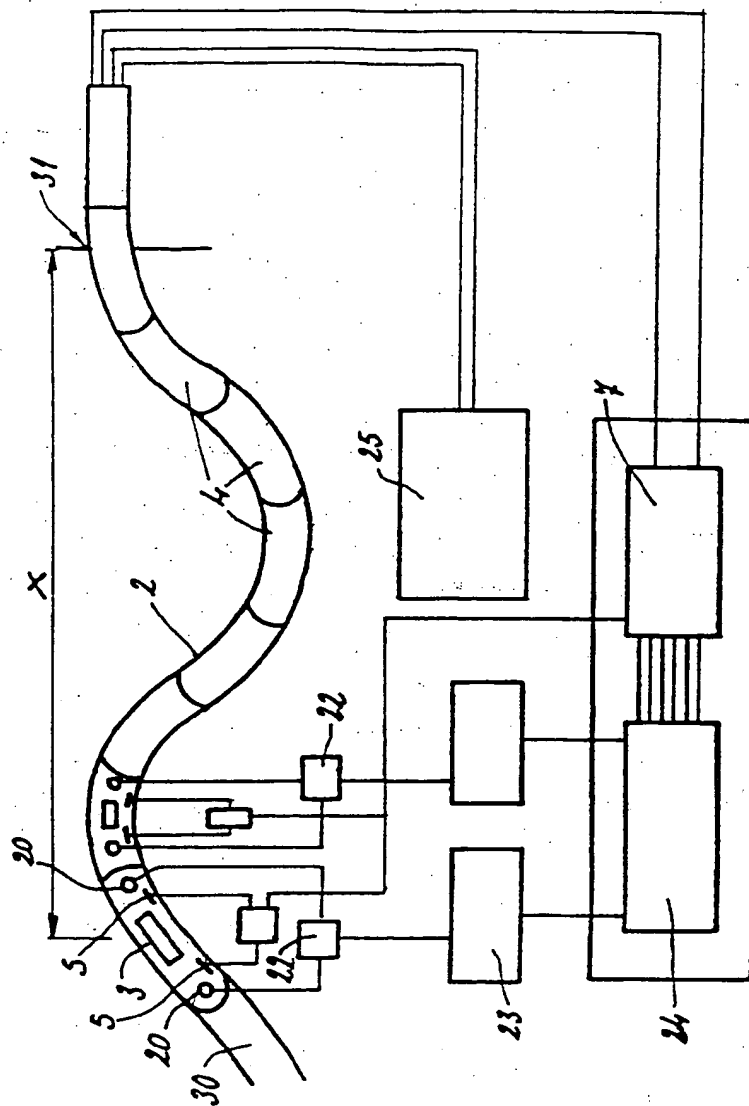
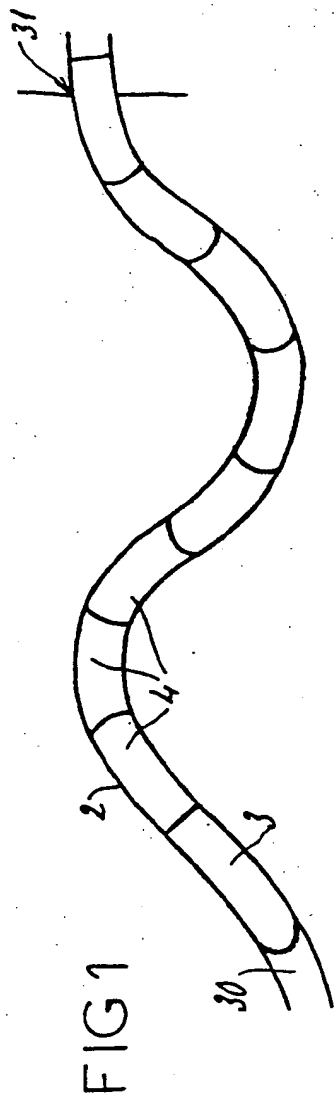


FIG 2

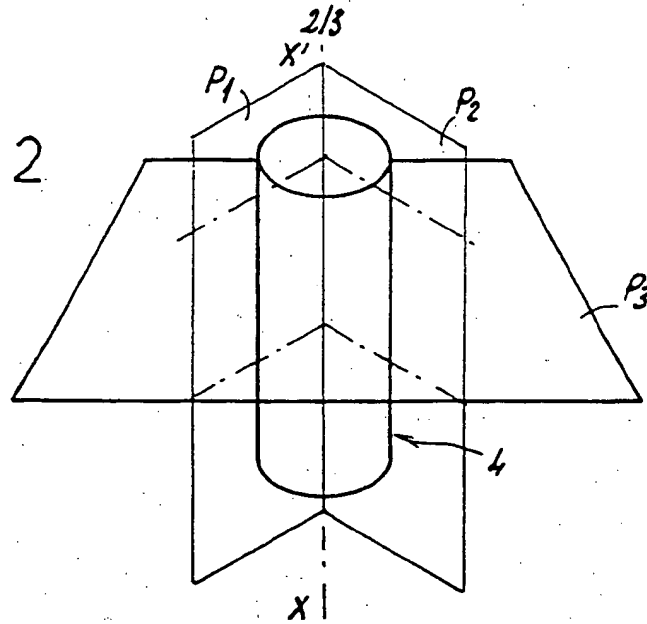


FIG 3

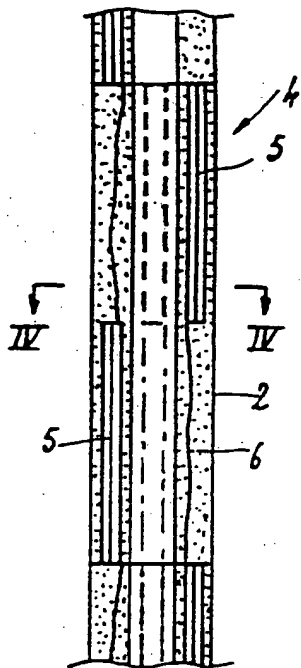


FIG 4

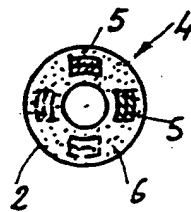


FIG 5

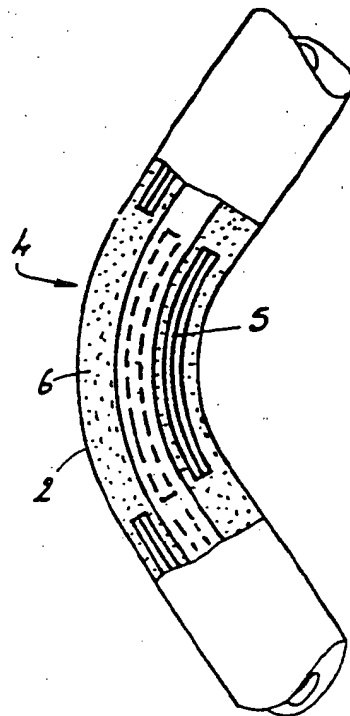


FIG 6

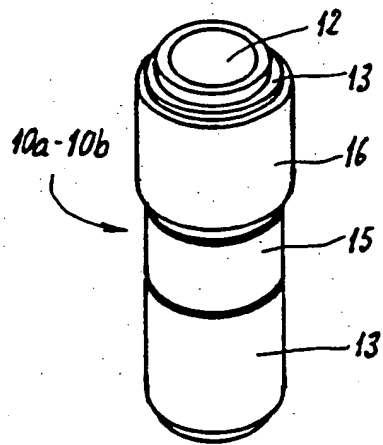
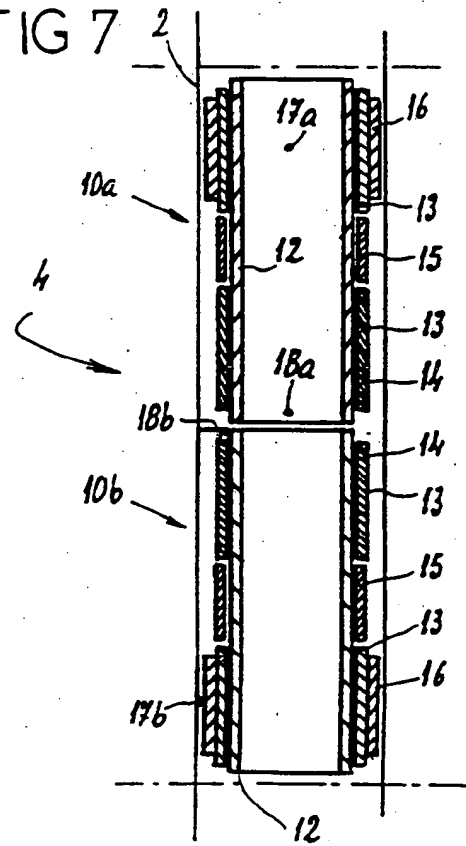


FIG 7



RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIREétabli sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la rechercheN° d'enregistrement
nationalFA 512045
FR 9503784

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y	US-A-4 930 494 (TAKEHAMA) * colonne 7, ligne 1 - colonne 9, ligne 43; figures *	1-9
Y	WO-A-95 04556 (ACTIVE CONTROL EXPERTS) * page 7, ligne 19 - page 10, ligne 32; figures *	1-9
A	WO-A-94 19051 (LELAND STANFORD) * revendications 1-10; figures *	1,4,5,8, 9
A	WO-A-93 17751 (AAI) * page 18, alinéa 2 - page 27, alinéa 1; figures *	1,3,9
A	DE-A-37 07 787 (GRÜNDEL) * abrégé; figures *	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.6)
		A61M A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examinateur
22 Novembre 1995		Kousouretas, I
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES		
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		
T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant		

1
EPO FORM 1503 03.92 (POMC13)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.